Zielgerichtete Aufbereitung und Visualisierung dreidimensionaler medizinischer Ultraschallbilddaten

Martin Haimerl*, Jörg Moldenhauer*, Ulrich Mende†

*Institut für Algorithmen und Kognitive Systeme, Universität Karlsruhe
Am Fasanengarten 5, D-76128 Karlsruhe
E-Mail: [*haimerl*|*jomo*]@*ira.uka.de*

†Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg - Radiologische Universitätsklinik
Im Neuenheimer Feld 400, D-69120 Heidelberg

Zusammenfassung. Es werden Aufbereitungsmethoden für 3D-Ultraschall(US)-Aufnahmen vorgestellt, die auf eine gute Darstellung diagnostisch wichtiger Strukturen bei Volumenvisualisierungen ausgerichtet sind. Die Aufbereitung basiert auf einer zielgerichteten Verwendung von Calderón-Zygmund-Operatoren, wobei die Eigenschaften des US-Bildgebungsprozesses maßgeblich berücksichtigt werden. Anhand von Volumenvisualisierungen für US-Aufnahmen aus klinischen Untersuchungen wird die Wirksamkeit der Methodik verdeutlicht.

1 Einleitung

Die dreidimensionale Visualisierung medizinischer Ultraschall(US)-Aufnahmen ist in vielen Anwendungsbereichen ein sehr schwieriges Problem, da die Qualität von US-Bildern in der Regel sehr stark durch Rauschen, Abschattungen und eine Reihe anderer Artefakte beeinträchtigt wird. Der US-Bildgebungsprozess selbst ist ein sehr störanfälliger und hochgradig richtungsabhängiger Vorgang, bei dem nicht unmittelbar Gewebeparameter ermittelt werden, wie dies z. B. bei CT- oder MR-Aufnahmen der Fall ist. Es können im Prinzip nur an Objektkanten oder durch Gewebeinhomogenitäten reflektierte Energien gemessen und anhand ihrer Laufzeit örtlich zugeordnet werden.

Insbesondere für die Visualisierung dreidimensionaler US-Aufnahmen von Weichteil- und Tumorgewebe ist eine Aufbereitung der Daten in Hinblick auf eine robuste Darstellung diagnostisch wichtiger Merkmale notwendig, da die Gewebetypen häufig nur einen geringen Kontrast gegenüber ihrer Umgebung aufweisen und zudem bei der Visualisierung in vielen Fällen durch Rauschen oder andere Strukturen verdeckt werden. Im vorliegenden Beitrag wurden die Daten daher in einem Vorverarbeitungsschritt mit Hilfe spezieller Pseudodifferentialoperatoren unter Berücksichtigung der für den US-Bildgebungsprozess charakteristischen Eigenschaften aufbereitet. Anhand exemplarischer Volumenvisualisierungen für Aufnahmen aus klinischen Untersuchungen zeigen wir die aufgrund der Vorverarbeitung deutlich verbesserte Darstellung diagnostisch wichtiger Strukturen. Für viele der Aufnahmen wurde damit erstmals eine sinnvolle Visualisierung möglich.

2 Methoden

Im Gegensatz zu den meisten in der Literatur angewandten Aufbereitungstechniken für medizinische US-Bilddaten beschränkt sich die in diesem Beitrag vorgestellte Methodik nicht auf die Verwendung von Operatoren, die ein gegebenes Bild so aufbereiten, dass unter Berücksichtigung von Glattheitseigenschaften die originalen Bildwerte weitgehend erhalten bleiben, wie dies z. B. bei den in [3] angesprochenen Methoden der Fall ist. Die Erhaltung von Intensitäten ist für eine auf die Visualisierung ausgerichtete Aufbereitung von US-Daten nicht unbedingt notwendig, sondern in einigen Aspekten sogar hinderlich. Zum Beispiel entsprechen Intensitätswerte in US-Daten nicht absoluten Gewebemerkmalen, sondern allenfalls dem Verhältnis von Merkmalen der an einem Gewebeübergang beteiligten Strukturen. Für die Visualisierung wären hingegen absolut quantifizierte Gewebeeigenschaften wünschenswert.

In Rahmen dieser Arbeit wurden für die Aufbereitung sogenannte Calderón-Zygmund-Operatoren verwendet, die die allgemeine Form

$$Tf(x) = \lim_{\epsilon \to 0} \int\limits_{\|x-y\|>\epsilon} \Omega\left(\frac{x-y}{\|x-y\|}\right) \frac{f(y)}{\|x-y\|^{\alpha}} dy \tag{1}$$

besitzen (siehe [1]). Sie stellen in dieser Form singuläre Pseudodifferentialoperatoren dar, deren Integrationskern im Wesentlichen durch einen richtungsabhängigen Anteil $\Omega\left(\frac{x-y}{\|x-y\|}\right)$ und einen distanzabhängigen Anteil $\frac{1}{\|x-y\|^{\alpha}}$ bestimmt ist. Für die Aufbereitung von US-Daten ist zudem von großer Bedeutung, dass derartige Operatoren pseudo- bzw. mikrolokal und elliptisch sind. Der pseudolokale Charakter der Operatoren sorgt dafür, dass glatte Funktionen nicht verändert werden und dass Singularitäten, d. h. Kanten, im Bild an ihrer Position verbleiben. Die Mikrolokalität sorgt dafür, dass zudem die Wellenfront einer Funktion bzw. Distribution und somit auch die Richtung von Kanten erhalten bleibt. In der vorliegenden Arbeit werden diese Operatoren mit Hilfe ihrer Fourierdarstellung implementiert bzw. approximiert. Im Fourierbereich sind Calderón-Zygmund-Operatoren durch eine Wachstumsbeschränkung der Form

$$\left\| \frac{\partial^{\alpha}}{\partial \omega^{\alpha}} \widehat{T}(\omega) \right\| \leq C_{\alpha} \|\omega\|^{-|\alpha|} \text{ für } \alpha \in \mathbb{R}^n \text{ und Konstanten } C_{\alpha} \in \mathbb{R} \tag{2}$$

charakterisiert, wobei $\widehat{T}$ die Funktion darstellt, die die Operation von T im Fourierraum wiedergibt. In dieser Arbeit werden Operatoren verwendet, die für bestimmte reellwertige Funktionen $\widehat{\Omega}$ folgende Fourierraum-Darstellung besitzen:

$$\widehat{T}(\omega) = \frac{1}{(\beta + \|\omega\|)^{\alpha}} \widehat{\Omega}\left(\frac{\omega}{\|\omega\|}\right) \quad \text{(mit positivem } \beta \in \mathbb{R}\text{).} \tag{3}$$

Um durch die Aufbereitung der US-Daten eine gute Darstellung wichtiger Objektstrukturen bei der Volumenvisualisierung zu erreichen, sind bestimmte Varianten dieser Operatoren besonders geeignet. Eine einfache, aber dennoch sehr wirksame Form bilden Riesz-Operatoren R_n mit konstantem $\Omega \equiv c$ und positivem α (z. B. $\alpha = 1$) in Formel (1). Riesz-Operatoren bewirken im Wesentlichen eine Abstandsgewichtung (eine detailliertere Analyse ihrer Eigenschaften ist in [2] zu finden), die zu einer Glättung der Intensitätsisolinien, einer verstärkten Berücksichtigung großer Objekte sowie einem Intensitätsanstieg in Richtung Innengebiet führt. Damit können signifikante Objekte zuverlässiger, glatter und plastischer abgebildet, unterbrochene Objektkanten geschlossen und zudem das Hintergrundrauschen, das vor allem bei der Visualisierung von Weichteilgewebe sehr störend ist, erheblich reduziert werden. Um die Anisotropie des US-Aufnahmeprozesses zu berücksichtigen, kommen zudem richtungsabhängige Gewichtungen im Fourierraum zum Einsatz. Diese Operatoren sind ebenfalls von der Form (3), wobei $\widehat{\Omega}$ eine positive reellwertige Funktion mit Maximalwert in Einstrahlrichtung sowie Abschwächungen in den anderen Richtungen darstellt.

Weiterhin ist es aufgrund der angesprochenen Anisotropie angebracht, sich auch bei der Blickrichtung einer Volumenvisualisierung an die Einstrahlrichtung der Aufnahme anzupassen. Am besten treten Grenzflächen in Erscheinung, die orthogonal zur Einstrahlrichtung stehen. Somit lassen sich häufig nur bei Blickrichtungen in oder entgegengesetzt der Einstrahlrichtung Objekte gut visualisieren. In vielen klinischen Untersuchungen ist aufgrund der Lage diagnostisch bedeutsamer Strukturen der Blick von der Rückseite zu bevorzugen, da sonst viele Objekte durch irrelevante Strukturen im Vordergrund verdeckt werden.

Anzumerken ist, dass sich speziell beim Blick von der Rückseite häufig ein Negativabdruck wichtiger Objekte ergibt, da in US-Aufnahmen vorwiegend zur US-Quelle gerichtete Konturen, d. h. zu Objektvorderseiten gehörige Kanten, erfasst sind. Zudem haben manche Arten von Tumoren die Eigenschaft, weniger US-Energie zu absorbieren als umliegendes Gewebe, so dass sich hier ebenfalls ein Negativabdruck ergibt. Grundsätzlich ist eine Umwandlung in einen Positivabdruck nicht ohne zusätzliches Spezialwissen möglich, da die Intensitätswerte in US-Aufnahmen, wie angesprochen, in der Regel keine absoluten Gewebemerkmale darstellen. In Spezialfällen konnte diese von medizinischer Seite gewünschte Umwandlung dennoch durch spezielle Segmentierungsalgorithmen bzw. durch weitere Vorverarbeitungsoperatoren der Form (3) erreicht werden.

3 Ergebnisse

Die präsentierten Aufbereitungsmethoden wurden anhand von Volumenvisualisierungen einer Reihe dreidimensionaler US-Aufnahmen aus der klinischen Praxis getestet, in denen Tumore in sehr unterschiedlichen anatomischen Bereichen, wie z. B. Auge, Brustbein oder Wadenbein, gefunden wurden. Die Tests wurden mit einer Reihe unterschiedlicher Visualisierungsalgorithmen durchgeführt und mit Visualisierungen ohne zusätzliche Vorverarbeitung verglichen. In Abbildung 3 sind die Visualisierungsergebnisse für die US-Aufnahme eines Brustbeins mit einem Tumor im oberen Brustbeinbereich exemplarisch dargestellt. In der aus dem originalen US-Bild extrahierten Schicht (Bild links oben) ist der Tumor aufgrund verminderter Reflexion der US-Wellen in seinem Inneren als dunkler Bereich oberhalb einer kleinen Kappe zu erkennen. Diese Kappe stellt die Grenzfläche des Tumors dar. Ohne vorherige Aufbereitung ist eine brauchbare Visualisierung der US-Daten und insbesondere eine Abbildung des Tumors aufgrund des starken Hintergrundrauschens praktisch nicht möglich (siehe Bild rechts oben). Die Blickrichtung ist in diesem Fall entgegengesetzt der US-Einstrahlrichtung von der Rückseite des Brustbeins aus gewählt. Durch die Aufbereitung ist der Tumor im Negativabdruck als dunkler Bereich, der in dieser Ansicht unterhalb der Kappe liegt, zu erkennen (Bild links unten, ebenfalls Blickrichtung von der Rückseite). Bei der Visualisierung rechts unten sind die Daten vorher so aufbereitet worden, dass ein Positivabdruck der anatomischen Strukturen zu erkennen ist. Die Blickrichtung ist hier von der Vorderseite gewählt.

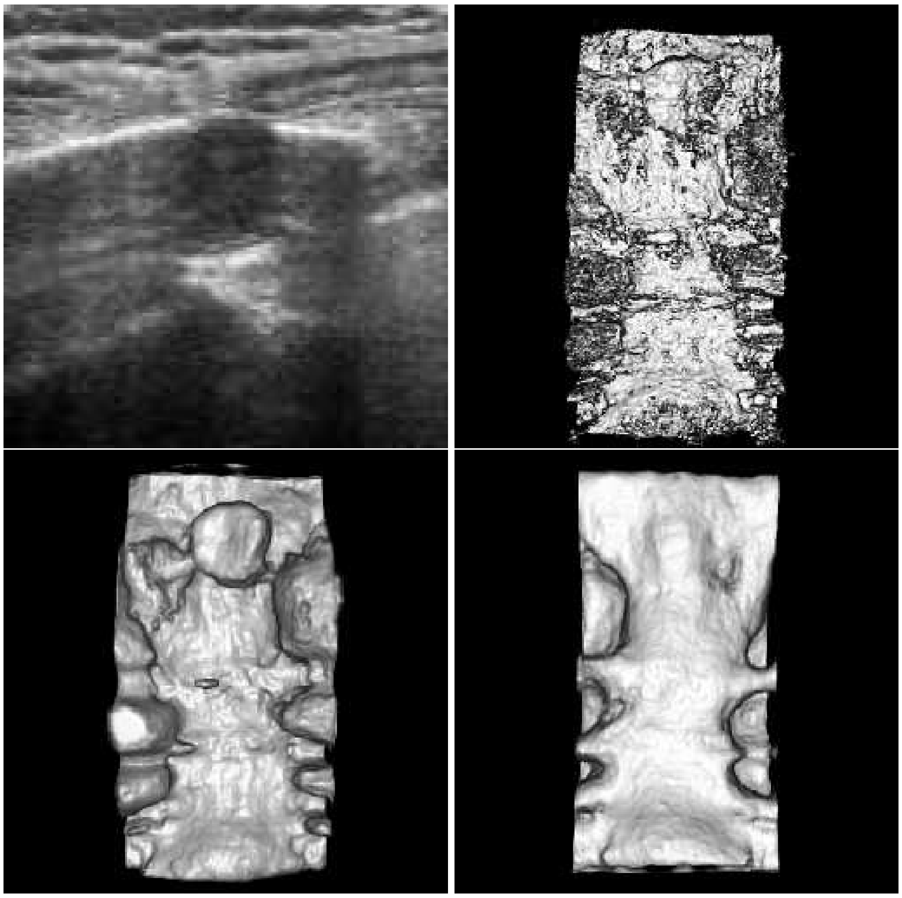

Abb. 1. Visualisierungsergebnisse für die 3D-US-Aufnahme eines Brustbeins mit Tumor (mit einem gradientenbasierten Volumenvisualisierer erstellt). Links oben: aus der originalen US-Aufnahme extrahiertes Schichtbild, rechts oben: Visualisierung ohne Vorverarbeitung, links unten: Visualisierung mit Vorverarbeitung durch Calderón-Zygmund-Operator, rechts unten: Visualisierung mit zusätzlicher Umwandlung in einen Positivabdruck durch Segmentierungsverfahren (Blickrichtung von vorne).

4 Diskussion

Während relevante Objekte bei der Visualisierung ohne zusätzliche Aufbereitung aufgrund des erheblichen Rauschens in vielen Fällen kaum zu erkennen sind, können diagnostisch wichtige Strukturen nach Vorverarbeitung durch die vorgestellten Operatoren sehr gut dargestellt werden. Die Visualisierungen werden nur noch in recht geringem Maße durch Rauschen beeinträchtigt und liefern für wichtige Grenzflächen sehr glatte und plastisch wirkende Darstellungen, die nach Einschätzung von medizinischer Seite die in der US-Aufnahme enthaltenen Strukturen zuverlässig und markant wiedergeben. Die in vielen Fällen auftretende Darstellung diagnostisch relevanter Objekte als Negativabdruck ist etwas gewöhnungsbedürftig und wurde von medizinischer Seite als teilweise unbefriedigend empfunden. Die exemplarisch durchgeführte Umrechnung in Positivdarstellungen liefert etwas weniger glatte Bilder, erspart aber dem Betrachter eine geistige Uminterpretation der Visualisierungen.

Es ist festzuhalten, dass die vorgestellte Methodik eine hohe Robustheit gegenüber Veränderungen von Aufbereitungs- wie auch von Visualisierungsparametern aufweist. Weiterhin bietet sie den Vorteil, dass schnelle Visualisierungsalgorithmen verwendet werden können, die mit einfachen Schwellwert- bzw. Transferfunktionen und effizienten Gradientenoperatoren arbeiten. Somit ist der Einsatz von Hardwarebeschleunigern bei der Volumenvisualisierung von US-Daten möglich und die Notwendigkeit aufwendiger US-Visualisierungsverfahren (wie z. B. das in [4] vorgestellte Verfahren) entfällt, da eine zusätzliche Entfernung irrelevanter Strukturen nicht mehr erforderlich ist. Anzumerken ist, dass eine Quantifizierung von verlorenen Detailinformationen bei den vorgestellten Operatoren nicht anhand konventioneller Bewertungsfunktionen (z. B. *mittlerer quadratischer Fehler*) durchgeführt werden kann, da keine direkte Entsprechung der Intensitätswerte in den zu vergleichenden Bildern vorliegt. Eine Quantifizierung ist stattdessen anhand einer Bewertungsfunktion vorzunehmen, die ein Maß für die Reproduzierbarkeit der Originalinformationen aus den bearbeiteten Daten darstellt. Dies wurde im Rahmen dieser Arbeit jedoch nicht untersucht.

Danksagung Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Unterstützung im Rahmen des Sonderforschungsbereichs 414 , "Informationstechnik in der Medizin – Rechner und sensorgestützte Chirurgie" (Projekt Q1).

Literatur

1. Calderón AP, Zygmund A: On the Existence of Certain Singular Integrals. Acta Math., 88:85–139, 1952.
2. Faridani A, Ritman EL, Smith KT: Local Tomography. SIAM J. Appl. Math., 52(2):459–484, 1992.
3. Sakas G, Schreyer LA, Grimm M: Preprocessing and Volume Rendering of 3D Ultrasonic Data. IEEE Comp. Graph. & Appl., 15(4):47–54, 1995.
4. Sakas G, Walter W: Extracting Surfaces from Fuzzy 3D-Ultrasound Data. ACM Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series 1995, 465–474.